

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-285064

(43)公開日 平成6年(1994)10月11日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

A 6 1 B 8/06

識別記号

庁内整理番号

9361-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21)出願番号 特願平5-80931

(22)出願日 平成5年(1993)4月7日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 嶺 喜隆

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

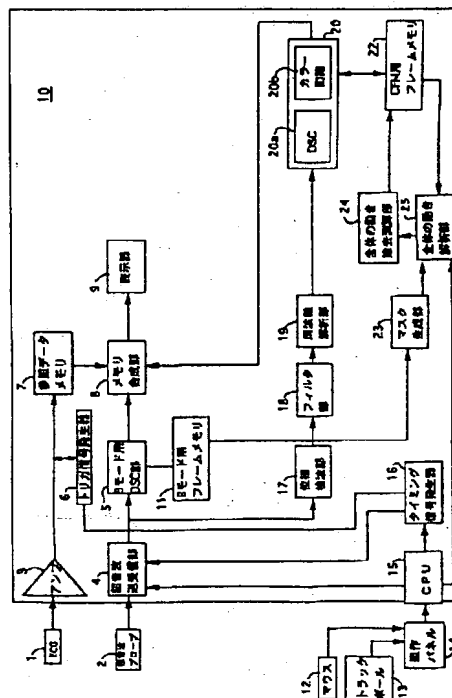
(74)代理人 弁理士 三好 保男 (外3名)

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【目的】 心筋や血管壁等の収縮・拡張運動する器官の速度画像を高精度に表示する。

【構成】 全体の運動を並進運動や回転運動等の組織が一体化して移動する運動成分と組織が収縮・拡張運動する成分とに分離し、組織が一体化して移動する運動成分を取除く。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体中の運動する器官を含む関心領域を超音波ビームで走査し、得られたドブラ偏移信号に基づき前記器官の運動速度情報を検出する手段と、前記得られた運動速度情報より前記器官を含む組織全体としての運動速度成分を検出する手段と、前記運動速度情報から前記組織全体としての運動速度成分を除去する手段と、前記組織全体としての運動速度成分が除去された運動速度情報の値に基づき画像表示を行う手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記運動する器官の運動中心を指定する手段を有し、前記組織全体としての運動速度成分を検出する手段は、指定された前記運動する器官の運動中心の運動に基づき組織全体としての運動速度成分を検出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記運動する器官の輪郭を抽出する手段と、この抽出された輪郭から運動する器官の運動中心を求める手段とを有し、前記組織全体としての運動速度成分を検出する手段は、前記運動する器官の運動中心の運動に基づき組織全体としての運動速度成分を検出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、被検体の断層増を被侵襲で撮影する超音波診断装置に係り、特に、運動速度を表示する技術に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 近年、医用診断装置の開発が進められる中で、被検体の断層像を非侵襲で撮影する超音波診断装置が多く用いられている。このような超音波診断装置として、従来より、血流速度の検出を目的とした超音波カラードブラ装置が採用されている。これは、ドブラ法に基づき血流からの超音波受信信号よりブラシフト周波数成分を検出し、これより血流速度を求め、2次元速度分布をカラー表示するものである。

【0003】 つまり、操作者はカラー表示を見て血液の流れる方向、流速を知ることができる。

【0004】 また、これに関連して例えば特願平4-265052号に示されるように、心筋や血管壁など体内で収縮・拡張運動する器官の運動速度検出にカラードブラ法を適用する技術が提案されている。

## 【0005】

2

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、心筋や血管壁などの運動を検出する場合、その収縮・拡張運動の大きさや部位間の差異の検出が重要であり、実際の組織ではさらに全体的な並進や回転運動などが重畳されている場合が多いので、従来の方法では精度のよい検出ができない。従って、医師がカラードブラ像より心筋の収縮能力を評価する場合、この収縮・拡張以外の速度成分のために正しく評価できないという欠点があった。

【0006】 この発明はこのような従来の課題を解決するためになされたもので、その目的とするところは、心筋や血管壁等、収縮・拡張運動する器官の2次元速度分布像より心筋の収縮・拡張運動以外の速度成分を除去し、収縮・拡張速度成分のみの2次元速度分布像を表示することの可能な超音波診断装置を提供することにある。

## 【0007】

【課題を解決するための手段及び作用】 本発明は2次元速度分布像より対象領域内の組織のほぼ一体化した運動成分を推定し除去する。推定法としては最小自乗法を例に説明する。

【0008】 いま、左室心筋の運動をセクタプローブで体表から超音波ドブラ法で検出する例を用いると、左室心筋の運動は、収縮・拡張運動にともなうほぼ相似な変形運動と左室心筋全体の並進運動および左室心筋の回転運動に概ね分解できる。この仮定は、心筋に異常をきたし左室形状の変形運動が大きい場合は成り立たないが、健常者の場合は収縮・拡張時も相似形をほぼ保っている。多くの虚血性疾患患者でもこの仮定は許容されると考えられる。この速度成分の中で心筋の収縮能力を評価するためには、全体的に一樣に重畳されている並進運動および回転運動を除去することが重要である。

【0009】 そこで、左室心筋より得られた各部の運動速度より並進運動および回転運動を最小2乗法により推定する。すなわち、図5に示すように計算領域の運動は収縮・拡張運動（収縮の速さ $a$ ）と全体的な並進運動（ $v$ ）および回転運動（角速度 $\omega$ ）に分解できるとし、最小2乗法で下式のとおり $a$ 、 $v$ 、 $\omega$ を推定する。心筋の運動の様態によっては並進運動あるいは回転運動成分を省略しても良い。収縮中心は適当な方法で既に求められているものとする。

【0010】 まず、図6に示すように各パラメータを設定する。即ち、

## 【外1】

3

4

収縮中心 (回転中心) :  $r_0$ 並進速度 :  $v_m$  $r_0$  に対する回転角速度 :  $\omega$ 収縮速さ :  $\alpha$ 位置  $r_N$  での運動速度 :  $v_N$ 

ただし、斜体文字はベクトルを表す。

【0011】そして、以下に示す仮定を設定する。

【0012】(1) 収縮中心は一点である (一点に向かって全体が収縮)。

【0013】(2) 収縮中心と回転中心は一致している。 \*

\* 【0014】(3) 収縮による輪郭の変形はほぼ相似であり、収縮中心に対してほぼ一様な速度で収縮する。

【0015】そして、前記したように心筋の運動は、並進、回転、相似な収縮に分解される

【外2】

ものとし、並進運動のベクトル  $v_m$  ,  $r_0$  に対する回転の角速度を  $\omega$ 、収縮の速さを  $\alpha$  とすると、位置  $r_N$  での運動速度  $v_N$  は、次の (1) 式で与えられる。

【数1】

$$v_N = v_m + \alpha \cdot e_r + \omega |r_N - r_0| e_\theta + \Delta v_N \quad \dots (1)$$

$$e_r = \frac{r_N - r_0}{|r_N - r_0|}$$

【外3】

 $e_\theta$  :  $e_r$  の直交単位ベクトル (時計回り)

$\Delta v_N$  は  $v_m$  ,  $\alpha$  ,  $\omega$  にて記述されるモデルにより推定される各ピクセルの運動速度と実際に観測される運動速度との差分であり、モデルで説明できない局所的な変形 ※

※を示す。

【0016】いま、ドブラ法による観測されるピーム速度成分を  $v_N$  とすると、次の (2) 式が得られる。

【0017】

【数2】

$$v_N = \frac{v_N \cdot r_N}{|r_N|}$$

$$= v_m \cdot \frac{r_N}{|r_N|} + \alpha \cdot \frac{(r_N - r_0) \cdot r_N}{|r_N - r_0| |r_N|}$$

$$+ \omega \cdot \frac{|r_N - r_0|}{|r_N|} e_\theta \cdot r_N + \frac{\Delta v_N \cdot r_N}{|r_N|} \quad \dots (2)$$

ここで、次のように展開する。

【0018】

【数3】

5

$$\begin{aligned} v_m &= (v_{mx}, v_{my}) \\ r_N &= (x_N, y_N) \\ r_o &= (x_o, y_o) \end{aligned}$$

6

$$e_\theta = \frac{(y_N - y_o, -x_N + x_o)}{\sqrt{(x_N - x_o)^2 + (y_N - y_o)^2}} \quad (\text{時計回り})$$

$$\varepsilon_N = \frac{\Delta v_N \cdot r_N}{|r_N|}$$

よって、

\* \* 【数4】

$$\begin{aligned} v_N &= \frac{1}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} \left\{ v_{mx} x_N + v_{my} y_N \right. \\ &\quad + \frac{a}{\sqrt{(x_N - x_o)^2 + (y_N - y_o)^2}} \\ &\quad \cdot ((x_N - x_o) x_N + (y_N - y_o) y_N) \\ &\quad + \omega \sqrt{(x_N - x_o)^2 + (y_N - y_o)^2} \\ &\quad \cdot \left. \frac{(y_N - y_o) x_N + (x_N - x_o) y_N}{\sqrt{(x_N - x_o)^2 + (y_N - y_o)^2}} \right\} + \varepsilon_N \end{aligned}$$

故に、

【数5】

$$\begin{aligned}
 v_N = & \frac{x_N}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} v_{mx} + \frac{y_N}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} v_{my} \\
 & + \frac{(x_N - x_0) x_N + (y_N - y_0) y_N}{\sqrt{(x_N - x_0)^2 + (y_N - y_0)^2} \sqrt{x_N^2 + y_N^2}} \alpha \\
 & + \frac{(y_N - y_0) x_N - (x_N - x_0) y_N}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} \omega + \varepsilon_N \quad \dots (3)
 \end{aligned}$$

【数6】

$$\begin{aligned}
 v_N = & \frac{x_N}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} (v_{mx} - y_0 \omega) \\
 & + \frac{y_N}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} (v_{my} - x_0 \omega)
 \end{aligned}$$

【数7】

$$\begin{aligned}
 & + \frac{(x_N - x_0) x_N + (y_N - y_0) y_N}{\sqrt{(x_N - x_0)^2 + (y_N - y_0)^2} \sqrt{x_N^2 + y_N^2}} \alpha + \varepsilon_N \\
 & \quad \dots (4)
 \end{aligned}$$

従って、並進と回転が複合したパラメータとしてとと $\eta$  \* 【0019】  
を考えると、(7)式が得られる。 \*

$$\zeta = v_{mx} + y_0 \omega \quad \dots (5)$$

$$\eta = v_{my} + x_0 \omega \quad \dots (6)$$

【数8】

$$\begin{aligned}
 v_N = & \frac{x_N}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} \zeta + \frac{y_N}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} \eta \\
 & + \frac{(x_N - x_0) x_N + (y_N - y_0) y_N}{\sqrt{(x_N - x_0)^2 + (y_N - y_0)^2} \sqrt{x_N^2 + y_N^2}} \alpha + \varepsilon_N \\
 & \quad \dots (7)
 \end{aligned}$$

ここで、 $\zeta$ ,  $\eta$ ,  $\alpha$ を推定し(推定方法は種々のものがあ  
り、周知であるのでこ

【外4】

ここでは詳細に説明しない) その推定結果を $\hat{\eta}$ ,  $\hat{\alpha}$ とする。このパラメータ $\hat{\eta}$  および $\hat{\alpha}$ を用いて、心筋の一体化した並進速度成分および回転度成分が推定され

る。

\* 【0021】

【0020】この並進及び回転運動の成分を除去する

【数9】

と、各ピクセルの収縮速度は次の(8)式で示される。\*

$$U_N = \left( v_N - \frac{x_N \hat{\zeta} + y_N \hat{\eta}}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} \right) \cdot \frac{\sqrt{(x_N - x_0)^2 + (y_N - y_0)^2}}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}} - \frac{(x_N - x_0)x_N + (y_N - y_0)y_N}{\sqrt{x_N^2 + y_N^2}}$$

… (8)

全体的に一樣に重畳された並進および回転運動を除去した後の心筋運動速度成分 $U_N$ は、心筋の収縮・拡張運動にともなう変形運動を示すものとみなされる。この例では、一般的なドブラ法を用いているため、速度の原データはビーム方向成分であるが、収縮中心を仮定することによりこのいわゆる角度依存性は上式では補正されている。この2次元速度分布を表示することにより、心筋の収縮異常の部位を検出・評価できる。

【0022】ここで、収縮中心の決定にはいくつかの方式が考えられる。

【0023】(1) 視察で左室中心を求め、キーボード・マウス・トラックボールなどの適当な入力部から左室中心データを入力し演算に利用する。

【0024】(2) 左室輪郭をBモードあるいは血流のカラードブラモードより求め、左室の面積重心を収縮の中

※心として演算に利用する。

20 【0025】(3)(1)および(2)の中心データの近傍も収縮中心の候補として上記の最小2乗演算をし、相関係数が最も良い場合の推定されたパラメータを利用する。

【0026】計算領域は対象臓器上とし、さらにROI指定により限定しても良い。また、対象臓器の同定は、Bモードの輝度レベルあるいはドブラのパワーモードレベルあるいはそれらのレベル変化量をベースに各種画像フィルタで処理し行う。

【0027】断層面内の速度ベクトルデータが検出された場合は、上記した(3)式の代わりに下記式(9)(10)となり、同様の最小2乗推定ができる。

30 【0028】即ち、(1)式より、

【数10】

$$v_N = v_m + \alpha e_r + \omega |r_N - r_0| e_\theta + \Delta v_N$$

ここで、x軸方向とy軸方向に成分分解すると、

★ ★ 【数11】

$$\begin{aligned} v_N &= (v_{Nx}, v_{Ny}), & v_m^2 &= (v_{mx}, v_{my}) \\ r_N &= (x_N, y_N), & r_0 &= (x_0, y_0) \\ e_x &= (1, 0), & e_y &= (0, 1) \end{aligned}$$

$$e_r = \frac{r_N - r_0}{|r_N - r_0|} = \frac{(x_N - x_0, y_N - y_0)}{\sqrt{(x_N - x_0)^2 + (y_N - y_0)^2}}$$

$$e_\theta = \frac{(y_N - y_0, -x_N - x_0)}{\sqrt{(x_N - x_0)^2 + (y_N - y_0)^2}}$$

11

と定義して、

$$v_{Nx} = v_N \cdot e_x$$

$$= v_{mx} + a \frac{x_N - x_0}{\sqrt{(x_N - x_0)^2 + (y_N - y_0)^2}} + \omega (y_N + y_0) + \varepsilon_{Nx} \quad \dots (9)$$

$$v_{Ny} = v_N \cdot e_y$$

$$= v_{my} + a \frac{y_N - y_0}{\sqrt{(x_N - x_0)^2 + (y_N - y_0)^2}} - \omega (x_N + x_0) + \varepsilon_{Ny} \quad \dots (10)$$

この場合、全体の動きによる並進運動成分と回転運動成分を独立に推定可能である。

【0029】本方式において、(1)式により示した臓器の運動モデルは一例である。モデルは対象とされる臓器及び断面より適当に定められる。最小2乗法により、臓器あるいは対象とする組織のほぼ一体化した運動成分を推定することができる。

【0030】また、ここでは収縮中心を仮定したモデルを示したが、これも一例である。収縮方向が一点と仮定できない場合は、この例にとらわれることなく、適当な運動モデルの設定を行なうことができる。

【0031】対象の一体化した運動の推定法として最小2乗法を用いて説明したが、一体化した並進運動の場合は、全体あるいは推定された領域の平均速度により推定することができる。

【0032】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。図1は本発明が適用された超音波診断装置の第1実施例の構成を示すブロック図である。

【0033】図に示すように、この超音波診断装置は、被検者との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ2と、この超音波プローブ2を駆動し且つ超音波プローブ2の受信信号を処理する装置本体10と、この装置本体10に接続され且つ心電情報を検出するECG（心電計）1と、装置本体10に接続され且つオペレータからの指示情報を装置本体に出力可能な操作パネル14とを備える。

【0034】操作パネル14には、ROIの設定や収縮中心の情報を入力するためにマウス12やトラックボー

12

\* \* 【数12】

ル13などが接続あるいは設置されている。

【0035】装置本体10は、その扱う信号経路の種別により超音波プローブ系統、ECG系統及び操作パネル系統に大別することができる。超音波プローブ系統としては、超音波プローブ2に接続された超音波送受信部4を備え、この超音波送受信部4の出力側に配置されたBモード用DSC（デジタルスキャンコンバータ）部5、Bモード用フレームメモリ（FM）11、メモリ合成部8及び表示器9を備える一方、同じく超音波プローブ2に接続された、カラーフローマッピング（CFM）のための位相検波部17、フィルタ部18、周波数解析部19、CFM用DSC部20、およびCFM用フレームメモリ22を備えている。また、ECG系統としては、ECG1に接続されたECG用アンプ3を備え、このアンプ3の出力側に接続されたトリガ信号発生器6及び参照データメモリ7を備える。さらに、操作パネル系統としては、操作パネル14からの操作情報を入力するCPU（中央処理装置）15と、このCPU15の管理下に置かれるタイミング信号発生器16とを備える。なお、CPU15は、オペレータが操作パネル14を介して指令したROI（関心領域）の設定信号を、ROI設定に必要な各構成に供給できるようになっている。

【0036】また、マウスなどからの収縮中心情報を、全体の動き解析部25に供給できるようになっている。

【0037】超音波プローブ2は、短冊状の複数の圧電振動子を配列されたトランスデューサを内蔵している。各圧電振動子は、超音波送受信部4からの駆動信号によって励振できる。各駆動信号の遅延時間を制御することにより、スキャン方向を変更してセクタ電子走査可能に



13

なっている。超音波送受信部4の遅延時間パターンは、後述するタイミング信号発生器16から送られてくる基準信号を基準時として、CPU15により制御される。超音波送受信部4は、スキャン方向に対応して遅延時間パターンが制御された駆動電圧信号を超音波プローブ2に出力する。この駆動電圧信号を受けた超音波プローブ2は、そのトランスデューサにおいて電圧信号を超音波信号に変換する。この変換された超音波信号は、被検者の器官に向けて送波される。この送波された超音波信号は、心臓を含む各組織で反射され、再び超音波プローブ2に戻ってくる。そこで、プローブ2内のトランスデューサでは反射超音波信号が再び電圧信号（エコー信号）に変換され、そのエコー信号は超音波送受信部4に出力される。

【0038】上記超音波送受信部4の信号処理回路は、送信時と同様に、入力したエコー信号に遅延をかけて整相加算し、スキャン方向に超音波ビームを絞ったと等価なエコービーム信号を生成する。この整相加算されたエコービーム信号は、検波された後、Bモード用DSC部5に出力される。このDSC部5は超音波走査のエコーデータを標準テレビ走査のデータに変換し、メモリ合成部8に出力する。また、これと並行して、Bモード用DSC部5は、任意の心位相における複数枚の画像データをBモード用フレームメモリ11に記憶させる。

【0039】一方、超音波送受信部4で処理されたエコー信号は、位相検波部17にも出力される。位相検波部17はミキサとローパスフィルタを備える。心筋のような運動をしている部位で反射したエコー信号は、ドプラ効果によって、その周波数にドプラ偏移（ドプラ周波数）を受けている。位相検波部17はそのドプラ周波数について位相検波を行い、低周波数のドプラ信号のみをフィルタ部18に出力する。

【0040】フィルタ部18は、運動速度の大きさが「心筋<弁<血流」の関係にあることを利用して、位相検波されたドプラ信号から、心臓壁以外の弁運動、血流などの不要なドプラ成分を除去し、超音波ビーム方向の心筋のドプラ信号を効率良く検出する。この場合、フィルタ部18はローパスフィルタとして機能する。

【0041】上記フィルタ部は既に実用化されている、血流情報を得るためのカラードプラ断層装置にも搭載されているものである。この血流情報を得るカラードプラ断層装置の場合には、血流と心臓壁、弁運動とのドプラ信号が混在した信号に対してハイパスフィルタとして機能させ、血流以外のドプラ信号を除去している。このため、フィルタ部は装置の目的に応じてローパスフィルタとハイパスフィルタとを切替可能にすることで汎用性を高めることができる。

【0042】フィルタ部18でフィルタリングされたドプラ信号は、次段の周波数解析部19に出力される。周波数解析部19は、超音波ドプラ血流計測で用いられて

14

いる血流信号（ドプラ信号）の代表的な周波数分析法であるFFT法及び自己相関法を応用するものであり、個々のサンプルボリュームにおける観測時間（時間窓）内での平均速度や最大速度を演算する。具体的には、例えば、FFT法又は自己相関法を用いてスキャン各点の平均ドプラ周波数（即ち、その点での観測対象の運動の平均速度）や分散値（ドプラスペクトラムの乱れ度）を、さらにはFFT法を用いてドプラ周波数の最大値（即ち、その点での観測対象の運動の最大速度）などをリアルタイムで演算する。

【0043】ここで演算された速度は、次段のCFM用DSC部20に出力される。CFM用DSC部20は、走査方式変換用のDSC20aと速度データをカラー化するためにルックアップ用テーブルを備えたカラー回路20bを備えている。

【0044】DSC20aで超音波走査信号が標準テレビ走査信号に変換されると共に、カラー回路20bでカラー表示用データに変換され、その変換信号が、メモリ合成部8に出力される。

【0045】本実施例では、CFM用DSC部20に大容量のCFM用フレームメモリ22が設置されている。このフレームメモリ22は最低1心拍分以上のCFMデータが保管可能であり、全体の動き解析部25に対してデータの入出力が可能である。フレームメモリに保管されるデータは、走査線のデータのみでも良いし、標準テレビ走査信号に変換されたデータでも良い。

【0046】全体の動き解析部25では、各フレームのCFMデータと対応するBモードデータおよびCPU15から供給された収縮中心データ、ROIにもとづいてROI内の組織全体の並進運動や回転運動を推定し、CFMの原データよりそれらの成分を除去し、CFM用フレームメモリ22上のデータを置換するあるいは別個のCFMデータとして保管される。

【0047】マスク生成部23では、心筋以外の場所の速度データを全体の動き推定時のデータとして使われないように心筋領域を同定しマスクを生成する。心筋領域の同定はBモードの輝度レベルがある閾値異常の領域を心筋と判定することにより行う。ただし、ノイズや心筋内のスペckルバータや心筋内部の低エコー帯を考えて、Bモード像を適当な処理を行ってから閾値判定する方がより良くなる。上記適当な処理としては、ノイズ除去のためのメジアンフィルタやスペckル除去のための空間的平滑化フィルタが考えられる。

【0048】全体の動き解析部25では、CFM用フレームメモリ22からのCFMデータの中で、マスク生成部23で生成されたマスクデータにより心筋領域と判定された領域について、最小2乗演算を行う。このとき、操作パネル14より入力された収縮中心データを利用する。

【0049】最小2乗法を行なうデータについては、次

15

のような選択が考えられる。

【0050】(1) マスクの他に操作パネルよりROIの指定を行ないROI内のデータのみ使用する。

【0051】(2) 演算数を小さくするため適当な方法でROI内の速度データを間引く。

【0052】(3) 収縮中心方向への収縮速度と走査ビームのなす角 $\theta$ がほぼ $90^\circ$ になる領域(例えば $70^\circ < \theta < 110^\circ$ )のデータは除外する。

【0053】収縮中心データについては、診断者がBモード画像等より視察にて左室中心を決定し、操作パネルより入力する。心臓は、全体も拍動とともに動いており、左室中心も各フレーム毎に異っていると予測される。Bモード用フレームメモリ11あるいはCFM用フレームメモリ22のいずれかの画像データより各フレーム毎に収縮中心を決定するのが最も良い。

【0054】しかしながら、操作の簡略化を考慮して1心拍内で適当な時相フレーム1枚で収縮中心を決定し、このデータを処理する全フレームデータに共通に用いても良い。例えば拡張末期のBモード画像にて決定する。あるいは、Bモードやカラードブラの動画像上で収縮中心をマウスなどで決定し、このデータを処理する全フレームデータに共通に使用する。

【0055】この最小2乗演算により、全体の動き(並進および回転)のパラメータが推定されるので、これをもとに(11)式で示した収縮速度 $U_N$ を求めることができる。

【0056】これにより、全体の動き成分が除去された2次元速度分布像が算出され、このフレームデータをCFM用フレームメモリ25に出力する。CFM用DSC部22では、上記の全体の動き成分が除去された速度像を、CFM用フレームメモリにより取り込み、カラー回路20bでカラー表示用データに変換され、その変換信号が、メモリ合成部8に出力される。

【0057】カラー回路20bでの変換では、収縮速度 $U_N$ が正值(収縮運動)の場合を赤色系で、負値(拡張運動)の場合を青色系に色付けし、大きさに応じて明度を大きくするなど変換が考えられる。

【0058】色付けについては、色相・彩度・明度の任意の組合せで設定可能である。グレースケール表示も含まれる。

【0059】表示については、次のような手順で行う。

【0060】(1) リアルタイムには無処理のカラードブラ像あるいはBモード像を表示し、所望のデータをフレームメモリに収集する。

【0061】(2) 次にリアルタイムな心筋のカラードブラ表示をとめて、フレームメモリより心筋像を呼び出し、演算領域や各フレームの収縮中心を決定し、上記演算終了後に、各フレーム像を再生表示する。

【0062】(3) 表示画面上には、カラードブラ像の他に、上記演算で求められた全体の動きについてのパラメ

16

ータあるいはそれらに適当な演算を行った特徴量を表示する(図2参照)。

【0063】図3は本発明の第2実施例を示すブロック図である。収縮中心を自動的に行うために、Bモード像より心筋の輪郭抽出を輪郭抽出部26で行う。輪郭抽出部では、ノイズ除去やスペckル除去などを行った後、輝度レベル等で輪郭を判定する。収縮中心演算部27では、上記の左室輪郭をもとに、左室面積重心を求めこれを収縮中心とする。

【0064】表示においては速度分布をBモード像に重ね書きする他に、上記輪郭抽出部26で求められた輪郭画像上に重ね書き表示することも考えられる。

【0065】全体の動き除去演算においては、上記輪郭線を用いて、心内膜近傍あるいは心外膜近傍のみのデータにて演算し、運動を評価することも考えられる。

【0066】図4は本発明の第3実施例を示すブロック図である。第1および第2の実施例では、現在広く利用されているドブラ法を例に超音波ビーム方向の組織の運動速度が検出された場合について述べてきたが、本実施例ではベクトル演算部28により断層面内の速度ベクトルが検出可能である。

【0067】速度ベクトルの推定方式には、(i)移動物体の目標位置に向けて、開口位置及び入射角の異なる2方向から超音波ビームを個別に照射し、各々のビーム照射で得られるドブラ偏移周波数に基づいて推定する方式、(ii)開口は同一であって照射方向が僅かに異なる2方向の超音波ビームのドブラ偏移周波数(動径成分)からビームに直角の方向の成分(接線成分)を求め、係る絶対速度ベクトルを推定する方式、など、種々のものがある。

【0068】速度ベクトルが検出された場合も、前述の(12)、(13)式に最小2乗法を適用することにより全体の動きにかかわる並進運動成分と回転運動成分を推定可能である。

【0069】全体の動き成分除去部24では、検出された速度ベクトルデータより全体の動きにかかわる並進速度ベクトルおよび回転速度ベクトルを減算し、CFM用DSC部20に出力される。

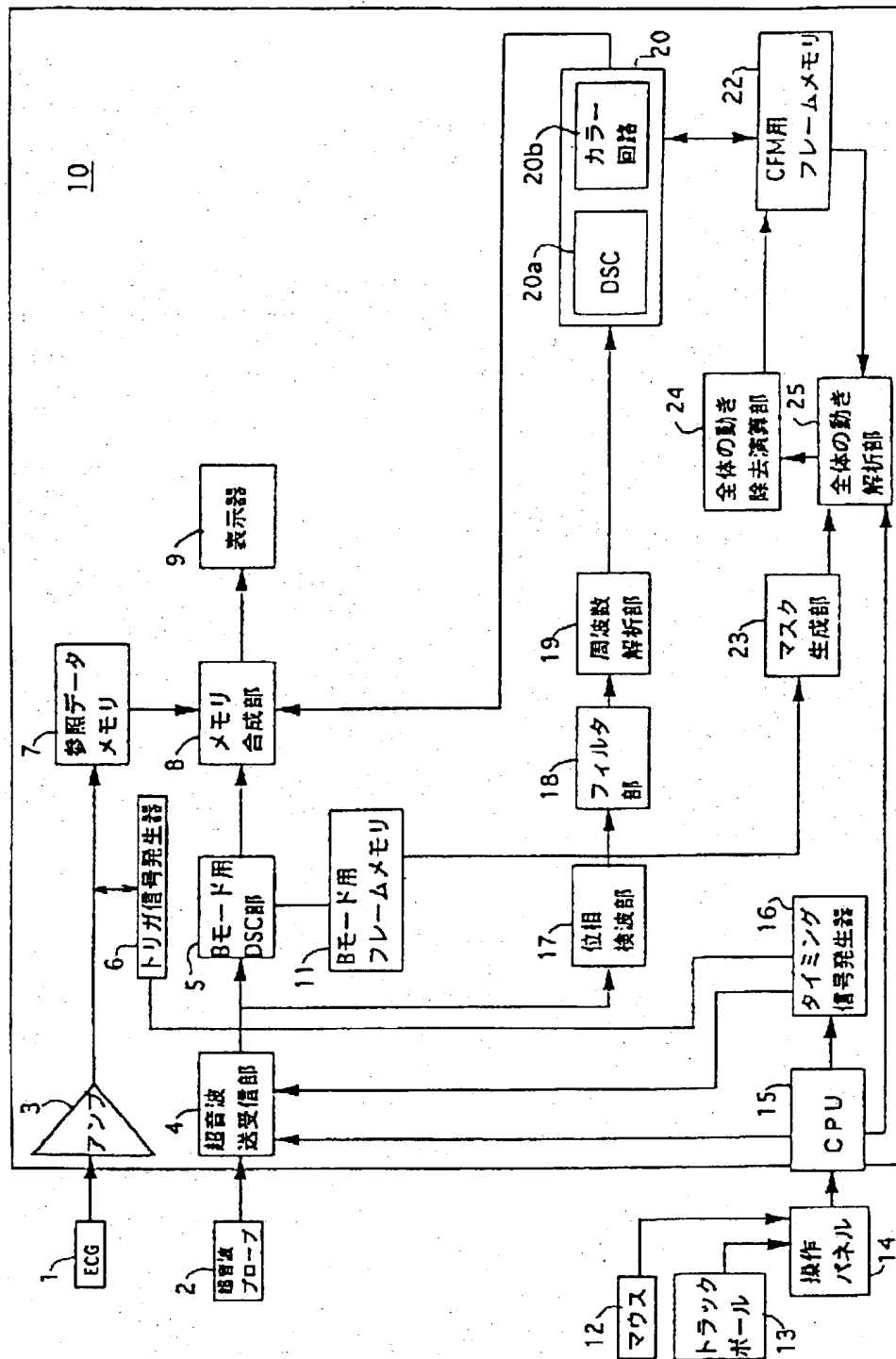
【0070】収縮中心の決定法については、次の変形が可能である。すなわち、視察や自動で定まった左室中心についてのみ演算するのではなく、その中心を含む適当な範囲内の複数の位置を収縮中心候補として各々について最小2乗演算を行う。演算時に計算される決定係数を各々について比較して、最も大きい場合を収縮中心とし、その演算結果を全体の動きの推定に用いる。

【0071】全体の動きの推定法としては、最小2乗法以外の変形が可能である。例えば、全体の運動として並進運動しか存在しない場合、図1の全体の動き解析部25にて対象領域あるいは指定された領域の並進方向の平均速度を計算し、それを対象の一体化した並進速度とし

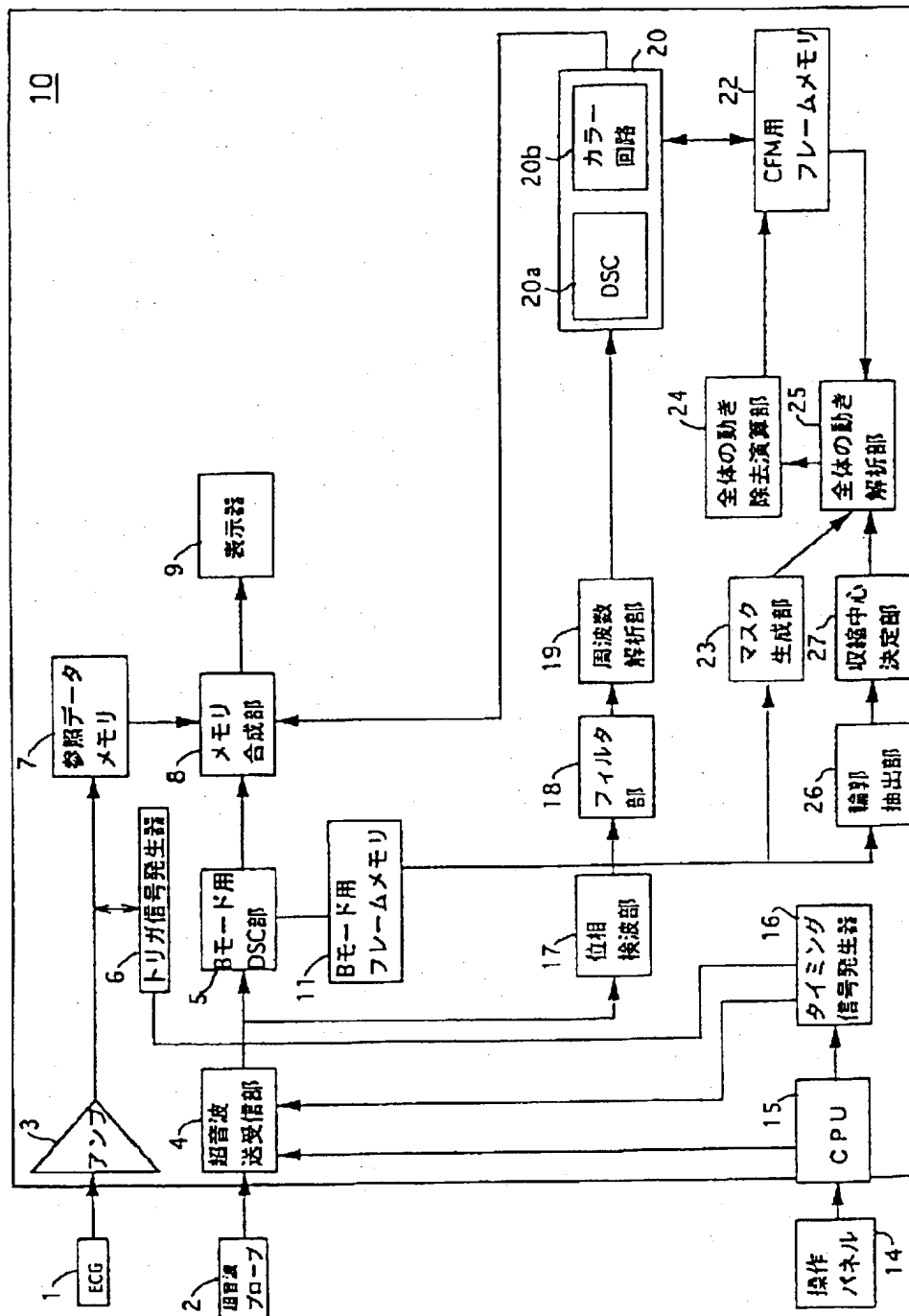
【図 1】 本発明が適用された超音波診断装置の第 1 実施 \*

## 28 ベクトル演算部

【図1】



【図3】



101

